

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局

(43) 国際公開日  
2013年3月28日(28.03.2013)



(10) 国際公開番号  
WO 2013/042396 A1

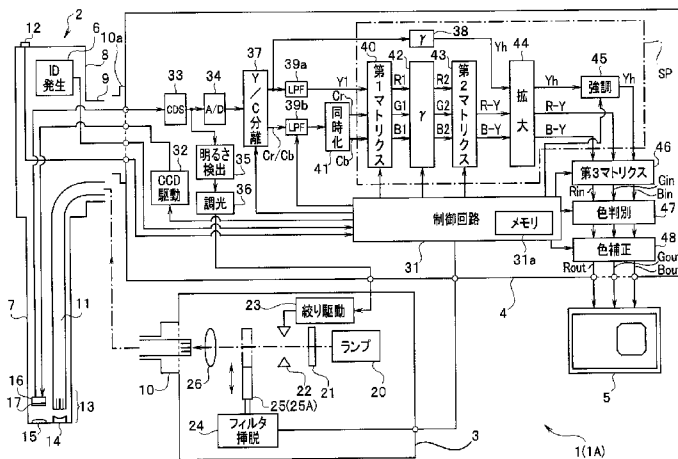
- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/00 (2006.01) H04N 7/18 (2006.01)  
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/060445
- (22) 国際出願日: 2012年4月18日(18.04.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2011-207719 2011年9月22日(22.09.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社(OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 山▲崎▼健二(YAMAZAKI Kenji) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 五十嵐 誠(IGARASHI Makoto).
- (74) 代理人: 伊藤 進(ITO H Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL INSTRUMENT

(54) 発明の名称: 医療機器

[図1]



- |                             |                          |
|-----------------------------|--------------------------|
| 6 ID generation             | 37 Y/C separation        |
| 20 Lamp                     | 40 First matrix          |
| 23 Aperture driving         | 41 Synchronization       |
| 24 Filter insertion/removal | 43 Second matrix         |
| 31 Control circuit          | 44 Expansion             |
| 31a Memory                  | 45 Enhancement           |
| 32 CCD driving              | 46 Third matrix          |
| 35 Brightness detection     | 47 Color differentiation |
| 36 Light modulation         | 48 Color correction      |

(57) Abstract: The processor (4) is provided with: first - third matrix circuits (40, 46) that generate a normal light image signal and a specialized light image signal from the output of a CCD (16), which captures light returning from light that is irradiated on somatic tissue; a color-differentiating circuit (47) that differentiates colors for each pixel of the specialized light image signal; and a color-correcting circuit (48) that, during a specialized light observation mode, corrects the color of observed objects that are not the somatic tissue on the basis of the differentiation results of the color-differentiating circuit (47) so that the color resembles the color during a normal light observation mode.

(57) 要約: プロセッサ4は、生体組織に照射された光の戻り光を撮像するCCD16の出力から通常光の画像信号と特殊光の画像信号を生成する第1~第3マトリクス回路40、46と、特殊光の画像信号に対して画素毎に色を判別する色判別回路47と、特殊光による観察モード時に、色判別回路47の判別結果に基づいて、生体組織以外の観察対象の色に対して、通常光による観察モード時の色に類似するように色補正を行う色補正回路48とを備える。

WO 2013/042396 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

## 明 細 書

発明の名称：医療機器

### 技術分野

[0001] 本発明は、医療機器に関し、特に、生体組織に照射された光の戻り光の画像信号を処理する医療機器に関する。

### 背景技術

[0002] 従来より、生体組織に照射された光の戻り光を撮像して、画像信号を生成して出力する医療機器が広く利用されている。例えば、内視鏡装置は、挿入部を有し、その挿入部を被検体内に挿入して、挿入部の先端に設けられた撮像素子により撮像して得られた生体組織の画像を、モニタに表示して、診断等のために用いられる医療機器である。

[0003] 内視鏡装置は、生体組織に白色光を照射して生体組織からの反射光の画像を観察する白色光観察モードすなわち通常光観察モードだけでなく、所定の帯域の波長の照明光を生体組織に照射し、生体組織からの戻り光の画像を観察する特殊光観察モードも有しているものがある。

[0004] 特殊光観察モードの一つとしての狭帯域光観察モードは、例えば、血管像や粘膜の微細構造を、コントラスト良く観察するためのモードである。また、特殊光観察モードには、狭帯域光の励起光を生体組織に照射して、生体組織内の蛍光物質が発する蛍光を撮像する蛍光観察モードもある。

特殊光観察モードで得られた画像中には、生体組織以外の対象物が含まれる場合がある。生体組織以外の対象物としては、例えば、残渣（残便や腸液、胆汁など）がある。

[0005] 特殊光観察画像に含まれる残渣などは、術者が病変部を診断する上での妨害因子であるため、日本特開2004-8230号公報では、蛍光観察において、生体組織に付着した血液、残渣などの妨害因子の領域を識別して処理を行う技術が提案されている。さらに、日本特開2003-79568号公報には、蛍光観察において、生体組織に付着した血液、残渣などの妨害因子

の領域を病変組織と誤認されないように、妨害領域を他の領域とは異なる色にする処理を行う技術が提案されている。また、日本特開2007-125245号公報には、蛍光観察において、残渣による蛍光画像部分の表示形態を変更して、蛍光画像上で識別可能にする技術が開示されている。

[0006] しかし、特殊光観察下、例えば血管像や粘膜の微細構造をコントラスト良く観察する観察するための従来の狭帯域光観察モードでは、生体組織以外の黄色い物質、例えば残渣、が真っ赤な色で表示されてしまう場合がある。これは、所定の色変換がされたときに、その色変換の結果、肉眼あるいは白色光観察モードでは黄色の対象物が赤色に変換されてしまうからである。

ところが、赤色は血液の色と同じなので、術者等は、モニタに映し出された画像中の赤色の物体は、血液ではないかと、条件反射的に誤認してしまう瞬間があったり、あるいはその画像に違和感を覚える場合がある。また、モニタを内視鏡被検者も一緒に見る場合もあるので、赤色の対象物を、被検者も同様な誤認をすることもあり得る。

[0007] また、青色色素を生体組織上に散布した場合、狭帯域画像上では、散布された青色色素が緑色から青緑色に再現されてしまう場合がある。

ところが、狭帯域光観察モードでは、粘膜深部を走行する比較的太い血管も、緑色から青緑色で再現されるため、術者等は、そのような血管と類似する色の対象物が画像中にあると、違和感を覚える場合がある。

[0008] 画像を見る者が画像に違和感を覚えるのは、特殊光観察モード下で表示された画像において、生体組織以外を対象物が、白色光モードで表現される色調と異なっているからである。

[0009] 上述した各提案に係る技術においても、残渣などが異なる色に処理されるが、特殊光観察画像モード下で、モニタに表示される画像を、術者等に違和感を与えない画像にすることについては開示がない。

[0010] そこで、本発明は、上述したような問題に鑑みてなされたものであり、特殊光観察画像モード下で、生体組織以外を対象物を白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示する医療機器を提供することを目的とす

る。

## 発明の開示

### 課題を解決するための手段

[0011] 本発明の一態様による医療機器は、照明手段により生体組織に照射された光の戻り光を撮像する撮像手段の出力から通常光の画像信号と特殊光の画像信号を生成する画像信号生成手段と、前記特殊光の画像信号に対して画素毎に色を判別する色判別手段と、前記特殊光による観察モード時に、前記色判別手段の判別結果に基づいて、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、前記通常光による観察モード時の色に類似するように色補正を行う色補正手段と、を備える。

### 図面の簡単な説明

- [0012] [図1]本発明の第1の実施形態の内視鏡装置1の構成を示す図である。
- [図2]本発明の第1の実施の形態に係わる狭帯域用フィルタ25の分光特性の一例を示す図である。
- [図3]本発明の第1の実施の形態に係わる、色判別回路47において判別される色相領域と、その判別基準を記憶するテーブルTBLの構成を示す図である。
- [図4]本発明の第1の実施の形態に係わる、色判別回路47により判別される色空間とその色補正処理を説明するための図である。
- [図5]本発明の第1の実施の形態に係わる、色判別回路47と色補正回路48において、画素毎に行われる色判別と色補正の処理を示すフローチャートである。
- [図6]本発明の第2の実施形態に係わる狭帯域用フィルタ25Aの分光特性の一例と対象物の反射率を示す図である。
- [図7]本発明の第2の実施形態に係わる、色判別回路47により判別される色空間とその色補正処理を説明するための図である。
- [図8]本発明の第2の実施形態に係わる、色判別回路47へ入力される信号 $R_i$ ,  $G_i$ ,  $B_i$ において、残渣とヘモグロビンHbそれぞれに対する強度の違いを説明するための図である。

[図9]本発明の第2の実施形態の変形例2-1に係る狭帯域用フィルタ25Aの分光特性の一例と対象物の反射率を示す図である。

[図10]本発明の第2の実施形態の変形例2-1に係る、色判別回路47へ入力される信号Rin, Gin, Binにおいて、残渣とヘモグロビンHbそれぞれに対する強度の違いを説明するための図である。

[図11]本発明の第3の実施形態に係わるカプセル型内視鏡システムの構成を示す構成図である。

### 発明を実施するための最良の形態

[0013] 以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態の内視鏡装置1の構成を示す図である。図1に示すように第1の実施形態の内視鏡装置1は、体腔内に挿入され、内視鏡検査を行う電子内視鏡(以下、単に内視鏡という)2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3とを備える。さらに、医療機器であるこの内視鏡装置1は、内視鏡2に内蔵された撮像手段を駆動すると共に、撮像手段の出力信号に対する信号処理を行う内視鏡用映像信号処理装置としてのビデオプロセッサ(以下、プロセッサという)4と、プロセッサ4から出力される映像信号が入力されることにより、撮像手段により撮像された撮像画像に対して信号処理した画像を内視鏡画像として表示するモニタ5とを備える。

[0014] 内視鏡2は、内視鏡2に固有の識別情報(ID)を発生するID発生部6と、細長の挿入部7と、この挿入部7の後端に設けられた操作部8と、この操作部8から延出されたユニバーサルケーブル9とを有し、このユニバーサルケーブル9の1つの端部のライトガイドコネクタ10は、光源装置3に着脱自在に接続され、もう一つの端部の信号コネクタ10aは、医療機器でもあるプロセッサ4に着脱自在に接続される。

挿入部7内には、照明光を伝送するライトガイド11が挿通され、このライトガイド11における手元側の端部のライトガイドコネクタ10を光源装置3に接続することにより、光源装置3からの照明光がライトガイド11に

供給される。

[0015] 光源装置3は、白色光である通常光による観察モード（以下、白色光観察モードという）時には、照明光として可視波長領域をカバーする白色照明光を発生して、ライトガイド11に供給し、特殊光による観察モードである狭帯域光観察モード時には、照明光として所定の狭帯域の照明光を発生して、ライトガイド11に供給する。

[0016] 白色光観察モードと狭帯域光観察モードの切替指示は、例えば内視鏡2の操作部8に設けたスコープスイッチ等によるモード切替スイッチ12により行うことができる。なお、モード切替スイッチ12は、内視鏡2に設けたスコープスイッチで構成する他に、フットスイッチにより構成しても良いし、プロセッサ4のフロントパネルにモード切替スイッチを設けても良いし、図示しないキーボードにより構成する等しても良い。

このモード切替スイッチ12による切替信号は、プロセッサ4内の制御回路（後述）に入力され、切替信号が入力されると、その制御回路は、光源装置3のフィルタ挿脱機構（後述）を制御して、白色照明光と、狭帯域照明光とを選択的に切り替える。

[0017] また、挿入部7の先端部13には、照明窓に取り付けた照明手段を構成する照明レンズ14が設けられている。光源装置3からの照明光は、ライトガイド11を介してその先端面に伝送され、挿入部7の先端部12に設けた照明レンズ14を通して外部に出射され、体腔内の患部等の生体組織の表面を照明する。以上のように、光源装置4、ライトガイド11等は、通常光と、特殊光を切り替え可能に照射する照明手段を構成する。

[0018] さらに、先端部13には、照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には対物レンズ15が取り付けられている。この対物レンズ15は、生体組織からの反射光による光学像を結像する。この対物レンズ15の結像位置には、撮像手段を構成する固体撮像素子としてCCD16が配置されており、対物レンズ15を通った光は、このCCD16により光電変換される。

このCCD16の撮像面には、光学的に色分離する色分離フィルタ17が設け

られており、色分離フィルタ17には、例えば補色系カラーフィルタが各画素単位で取り付けられている。

この補色系カラーフィルタは、各画素の前に、マゼンタ(Mg)、グリーン(G)、シアン(Cy)、イエロ(Ye)の4色のカラーチップが、水平方向には、MgとGとが交互に配置され、縦方向には、Mg、Cy、Mg、YeとG、Ye、G、Cyとの配列順で、それぞれ配置されている。

[0019] 光源装置3は、照明光を発生するランプ20を内蔵し、このランプ20は、可視波長領域を含む照明光を発生する。この照明光は、赤外カットフィルタ21により赤外光がカットされて略白色光の波長帯域に近い照明光にされた後、絞り22に入射される。この絞り22は、絞り駆動回路23により、開口量が調整されてその通過光量が制御される。

[0020] この絞り22を通過した照明光は、狭帯域光観察モード時は、プランジャなどにより構成されるフィルタ挿脱機構24により照明光路中に挿脱される狭帯域用フィルタ25を通して、或いは白色光観察モード時は、狭帯域用フィルタ25を通さずに、集光レンズ26により集光されてライトガイド11の手元側の端面、つまり入射端面に入射される。

図2は、狭帯域用フィルタ25の分光特性の一例を示す図である。この狭帯域用フィルタ25は、2峰性フィルタ特性を示し、例えば、緑、青の各波長域において、それぞれ狭帯域透過フィルタ特性部Ga、Baを有する。

より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部Ga、Baは、それぞれ中心波長が540nm、415nmであり、その半値幅が20~40nmのバンドパス特性を有する。

[0021] 従って、狭帯域用フィルタ25が照明光路中に配置された場合には、この狭帯域透過フィルタ特性部Ga、Baを透過した2バンドの狭帯域照明光がライトガイド11に入射される。

これに対して、狭帯域用フィルタ24を照明光路中に配置しない場合には、広帯域の白色光がライトガイド11に供給されることになる。

[0022] プロセッサ4は、内視鏡画像を処理する内視鏡用プロセッサであり、制御



回路 3 1 と、各種回路を有し、各種回路の中の主な回路は、制御回路の制御の下で動作する。制御回路 3 1 は、光源装置 3 からライトガイド 1 3 に供給する照明光の切替制御に連動して、プロセッサ 4 内の信号処理系の特性を切り替える制御も行う。よって、プロセッサ 4 は、モード切替スイッチ 1 2 による切替操作により、信号処理系の特性を切り替えることにより、白色光モード及び狭帯域光モードそれぞれの観察モードに適した信号処理を行えるようになっている。

[0023] CCD 1 6 は、信号線の一端と接続されており、この信号線の他端が接続された信号コネクタ 1 0 a をプロセッサ 4 に接続することにより、プロセッサ 4 内の CCD 駆動回路 3 2 と CDS 回路 3 3 とに接続される。

なお、内視鏡 2 の固有の識別情報 (ID) を発生する ID 発生部 6 の ID 信号は、制御回路 3 1 に入力され、制御回路 3 1 は、受信した ID 信号によりプロセッサ 4 に接続された内視鏡 2 の種類やその内視鏡 2 の内蔵された CCD 1 6 の画素数、種類等を識別する。制御回路 3 1 は、識別した内視鏡 2 の CCD 1 6 を適切に駆動するように、CCD 駆動回路 3 2 を制御する。

CCD 1 6 は、CCD 駆動回路 3 2 からの CCD 駆動信号の印加により、光電変換された撮像信号を、相関二重サンプリングを行う CDS 回路 3 3 に出力する。CDS 回路 3 3 により、撮像信号から信号成分が抽出されてベースバンドの信号に変換された信号は、A/D 変換回路 3 4 に入力され、デジタル信号に変換されると共に、明るさ検出回路 3 5 に入力され、明るさ (信号の平均輝度) が検出される。

明るさ検出回路 3 5 により検出された明るさ信号は、調光回路 3 6 に入力され、基準の明るさ (調光の目標値) との差分により調光するための調光信号が生成される。この調光回路 3 6 からの調光信号は、絞り駆動回路 2 3 に入力され、絞り駆動回路 2 3 は、生成される画像の明るさが、基準となる明るさとなるように絞り 2 2 の開口量を調整する。

[0024] A/D 変換回路 3 4 から出力されるデジタル信号は、Y/C 分離回路 3 7 に入力され、Y/C 分離回路 3 7 は、輝度信号 Y と、(広義の色信号 C としての) 線順

次の色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ を生成する。色分離フィルタ17に補色系カラーフィルタを用いたCCD16の場合、縦方向に隣接する2列の画素を加算して順次読み出すが、このとき奇数フィールドと偶数フィールドで画素の列をずらして読み出すようにする。そして、CCD16から読み出された信号は、Y/C分離回路37に入力され、各画素について、公知のように輝度信号と色差信号とが生成されることになる。

[0025] このY/C分離回路37は、色分離手段を形成し、従って、Y/C分離回路37の出力信号としての輝度信号Yは輝度信号、色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ は色差信号に相当する。

輝度信号Yは、 $\gamma$ （ガンマ）回路38に入力されると共に、信号の通過帯域を制限する第1のローパスフィルタ（以下、LPFと略記）39aに入力される。

このLPF39aは、輝度信号Yに対応して広い通過帯域に設定されており、このLPF39aの通過帯域特性により設定された帯域の輝度信号Y1が、色変換手段としての第1マトリクス回路40に入力される。

[0026] また、色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ は、信号の通過帯域を制限する第2のLPF39bを介して、線順次色差信号を同時化する同時化回路41に入力される。

この場合、第2のLPF39bは、制御回路31により、観察モードに応じてその通過帯域の特性が変更される。具体的には、白色光観察モード時には、第2のLPF39bは、第1のLPF39aより低帯域に設定される。つまり、白色光観察モード時には、標準的な映像信号の規格に準拠した信号処理を行うように設定される。

一方、狭帯域光観察モード時には、第2のLPF39bは、白色光観察モード時における低帯域よりも広い帯域に変更される。例えば第2のLPF39bは、第1のLPF39aとほぼ同様に広帯域に設定すなわち変更される。

このように第2のLPF39bは、観察モードの切替に連動して、色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ に対する通過帯域制限する処理特性を変更する処理特性変更手段を形成している。

[0027] 第2のLPF 39bの信号通過の帯域特性を広帯域化することにより、毛細血管の走行状態や、狭帯域透過フィルタ特性部Gaによる輝度信号に近い緑(G)の照明光のもとで撮像した緑(G)の色信号により得られる表層付近に近い血管走行状態などの分解能(解像度)を向上することができ、診断がし易い画質の良い画像が得られるようにしている。

同時化回路41は、同時化された色差信号Cr, Cbを生成し、この色差信号Cr, Cbは、色変換手段としての第1マトリクス回路40に入力される。

第1マトリクス回路40は、輝度信号Yl及び色差信号Cr, Cbを3原色信号R1, G1, B1に変換して出力する回路であり、出力された3原色信号R1, G1, B1は、ガンマ補正を行うγ回路42に入力される。3原色信号中の信号R1, G1には、中心波長540nmの狭帯域光が照射されることで得られる画像信号が割り当てられ、3原色信号中の信号B1には、中心波長415nmの狭帯域光が照射されることで得られる画像信号が割り当てられる。

[0028] この第1マトリクス回路40は、制御回路31によって制御され、CCD16の感度特性や色分離フィルタ17の特性、狭帯域用フィルタ25の特性に応じて、変換特性を決定するマトリクス係数の値を変更又は切替える。そして、第1マトリクス回路40は、入力された信号を、混色の無い或いは混色を殆ど解消した3原色信号R1, G1, B1に変換する。

[0029] 例えば、プロセッサ4に実際に接続される内視鏡2により、その内視鏡2に搭載されているCCD16の分光感度や色分離フィルタ17の特性が異なる場合があり、制御回路31は、ID信号の情報により実際に使用されているCCD16の分光感度や色分離フィルタ17の特性に応じて第1マトリクス回路40により3原色信号R1, G1, B1に変換するマトリクス係数を変更する。

[0030] このようにすることにより、実際に使用される撮像手段の種類が異なる場合にも適切に対応でき、偽色の発生を防止したり、混色の少ない3原色信号R1, G1, B1に変換することができる。

なお、制御回路31は、第1マトリクス回路40、後述する第2マトリクス回路、第3マトリクス回路によるマトリクス係数を設定するために参照する参照用の各種テーブルのデータを記憶する記憶部としてのメモリ31aを内蔵している。

$\gamma$ 回路42も、制御回路31により制御される。具体的には、狭帯域光観察モード時には、白色光観察モード時よりも $\gamma$ 補正の特性を強調した $\gamma$ 特性に変更される。これにより、低信号レベル側でのコントラストが強調され、より識別し易い表示特性となる。

この $\gamma$ 回路42により $\gamma$ 補正された3原色信号R2、G2、B2は、色変換手段を構成する第2マトリクス回路43に入力される。この第2マトリクス回路43は、以下の(式1)により、3原色信号R2、G2、B2を色差信号R-Y、B-Yに変換して出力する。なお、(式1)のマトリクスMat1は、例えば(式2)のように表される。

[数1]

$$\begin{pmatrix} R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = \text{Mat1} \cdot \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式1})$$

[数2]

$$\text{Mat1} = \begin{pmatrix} 0.496 & -0.453 & -0.043 \\ -0.113 & -0.383 & 0.496 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式2})$$

[0031] この第2マトリクス回路43は、観察モードの切り替えによらず、例えば固定値に固定されたマトリクス係数が採用される。

$\gamma$  (ガンマ) 回路38に入力された輝度信号Yは、ガンマ補正され、ガンマ補正された輝度信号Yhは拡大回路44に入力される。

[0032] 第2マトリクス回路43により出力される色差信号R-Y、B-Yは、輝

度信号Y<sub>h</sub>と共に、拡大処理を行う拡大回路44に入力される。

この拡大回路44により拡大処理（及び必要な補間処理）された輝度信号Y<sub>h</sub>は、強調回路45により輪郭強調された後、第3マトリクス回路46に入力される。拡大回路44により拡大処理された色差信号R-Y, B-Yは、強調回路45を通さないで第3マトリクス回路46に入力される。

色分離手段としての第3マトリクス回路46により、輝度信号Y<sub>h</sub>と色差信号R-Y, B-Yは、3原色信号R<sub>in</sub>, G<sub>in</sub>, B<sub>in</sub>に変換される。すなわち、第3マトリクス回路46は、輝度信号Y<sub>h</sub>と色差信号R-Y, B-Yから3原色信号R<sub>in</sub>, G<sub>in</sub>, B<sub>in</sub>を生成する。

[0033] 白色光観察モード時は、第3マトリクス回路46は、通常光すなわち白色光により照射された通常画像を生成するように、輝度信号Y<sub>h</sub>と色差信号R-Y, B-Yから3原色信号R<sub>in</sub>, G<sub>in</sub>, B<sub>in</sub>を生成する。

狭帯域光観察モード時は、第3マトリクス回路46は、血管像や粘膜の微細構造をコントラスト良く観察できるように、中心波長が540nmの狭帯域光の照明に基づく画像信号を、信号R<sub>in</sub>に割り当て、中心波長が415nmの狭帯域光の照明に基づく画像信号を、信号B<sub>in</sub>及び信号G<sub>in</sub>に割り当てて出力する。

[0034] 第3マトリクス回路46による、輝度信号Y<sub>h</sub>と色差信号R-Y, B-Yから3原色信号R<sub>in</sub>, G<sub>in</sub>, B<sub>in</sub>への変換は、次の(式4)による。なお、(式4)のマトリクスMat2は、輝度信号Y<sub>h</sub>と色差信号R-Y, B-Yから3原色信号R, G, Bへの変換のためのマトリクスであり、具体的には、式(3)のように表される。

[数3]

$$\text{Mat2} = \begin{pmatrix} 0.211 & 0.715 & 0.070 \\ 0.496 & -0.453 & -0.043 \\ -0.113 & -0.383 & 0.496 \end{pmatrix}^{-1} = \begin{pmatrix} 1.004 & 1.588 & -0.005 \\ 1.004 & -0.469 & -0.183 \\ 1.004 & 0.001 & 1.874 \end{pmatrix} \cdots (\text{式3})$$

[0035] (式4)のマトリクスMat3は、3原色信号R、G、Bから生体組織の再現色を生成するためのマトリクスであり、NBIモード時は、例えば(式5)であり、白色光観察モード時では3行3列の単位行列で表される。マトリクスMat3により、この第3マトリクス回路46にから出力される信号Rinには中心波長が540nmの狭帯域光の照明に基づく画像信号が割り当てられ、信号GinとBinには、中心波長が415nmの狭帯域光の照明に基づく画像信号が割り当てられる。

[数4]

$$\begin{pmatrix} \text{Rin} \\ \text{Gin} \\ \text{Bin} \end{pmatrix} = \text{Mat3} \cdot \text{Mat2} \cdot \begin{pmatrix} \text{Yh} \\ \text{R-Y} \\ \text{B-Y} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式4})$$

[数5]

$$\text{Mat3} = \begin{pmatrix} 0 & m12 & 0 \\ 0 & 0 & m23 \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式5})$$

[0036] 第3マトリクス回路46の出力をそのままモニタ5に出力すると、白色光観察モード時に黄色く再現される残渣や腸液などの生体組織以外の対象物は、真っ赤な色で表示されてしまうので、ここでは、色判別回路47及び色変換回路48により処理することにより、このような生体組織以外の対象物は、白色光観察モードで表示される色に類似する色調で表示される。

[0037] 以上説明した、プロセッサ4のY/C分離回路37、第1～第3マトリクス回路40、43、46等が、照明手段である光源装置4からの照明光により生体組織に照射された光の戻り光を撮像するCCD16の出力から通常光の画像信号と特殊光の画像信号を生成する画像信号生成手段を構成する。

- [0038] 第3マトリクス回路46の出力は、色判別回路47に入力される。色判別回路47は、第3マトリクス回路46から入力される各信号Rin、Gin、Binの輝度レベルに応じて、テーブルTBLを参照して、画素毎にどの色相領域に含まれるかを判別する。テーブルTBLは、色判別回路47が内蔵していてもよいし、制御回路31のメモリ31aに記憶され、色判別回路47が参照できるように構成されていてもよい。
- [0039] 図3は、色判別回路47において判別される色相領域と、その判別基準を記憶するテーブルTBLの構成を示す図である。図4は、色判別回路47により判別される色空間とその色補正処理を説明するための図である。
- [0040] 図3に示すテーブルTBLは、R信号、G信号、B信号の大小関係に基づいて、10個の色相領域を規定するためのテーブルである。テーブルTBLは、RGBの各輝度レベルの大小関係と、その関係を満足する場合の色相領域の対応関係の情報を含む。図3のテーブルTBLに基づいて、各画素が10個の色相領域（1A）、（1B）、（2A）、（2B）、（3）、（4A）、（4B）、（5A）、（5B）、（6）のいずれかに属かが判定される。
- [0041] 図4に示す色空間の中心点から放射状に設定されている色軸は、彩度（以下、色飽和度又は単に飽和度（Saturation）ともいい、記号「sat」で示す）の大小を示し、色環円の外側程、色飽和度が高いことを示している。また、色空間の円周方向は、色相（以下、記号「hue」で示す）を示している。
- [0042] 図4に示す色空間は、6本の基準色軸C（シアン）、B（青）、M（マゼンダ）、R（赤）、Y（黄）、G（緑）に、4本の色軸G-C、B-C、R-M、R-Yを加えた10本の色軸を有する。色軸G-Cは、基準色軸GとCの間に設定され、色軸B-Cは、基準色軸BとCの間に設定され、色軸R-Mは、基準色軸RとMの間に設定され、色軸R-Yは、基準色軸RとYの間に設定される。図4において、10本の色軸で分割される色相領域は、図3で判別される（1A）、（1B）、（2A）、（2B）、（3）、（4A）、（4B）、（5A）、（5B）、（6）に対応する。そして、色判別回路47は、テーブルTBLにより、画素毎に、当該画素が図4のどの色相領域に属するかを判別する。よって、色判別回路47は、特殊光

の画像信号の輝度レベルに応じて画素毎に色相を判別する。

- [0043] 上述したように、白色光観察モード下において黄色で再現される対象物は、狭帯域光観察モード下では、第3マトリクス回路47の出力においては、明度及び彩度の高い、赤い色調で再現される。
- [0044] そこで、色補正回路48は、色相領域2A及び1Bに属すると判別された画素に対して、色補正を行う。色相領域1Bに属すると判別された画素あるいは色相領域2Aに属すると判別された画素は、色軸Yの方向へ補正する。すなわち、色判別回路47が前記生体組織以外の観察対象を赤の色調と判別した場合、色補正回路48は、黄色い色調への色補正をする。
- [0045] また、上述したように、白色光観察モード下において青色で再現される対象物は、従来の狭帯域光観察モード下では、第3マトリクス回路46の出力においては、明度及び彩度の高い、緑あるいは青緑の色調で再現される。
- [0046] そこで、色補正回路48は、色相領域4Aから4B、及び5Aに属すると判別された画素に対しても、色補正を行う。色相領域5Aから4Bに属すると判別された画素あるいは色相領域4Aに属すると判別された画素は、色軸Bの方向へ補正する。すなわち、色判別回路47が生体組織以外の観察対象を緑の色調あるいは青緑の色調と判別した場合、色補正回路48は、青の色調への色補正をする。
- [0047] 以上のように、色判別回路47は、特殊光の画像信号に対して画素毎に色を判別する色判別手段を構成する。具体的には、色判別回路47は、特殊光の画像信号に対して画素毎に色を識別し、生体組織以外の観察対象であるかを判別する色判別手段を構成する。そして、色補正回路48は、特殊光による観察モード時に、色判別回路47の判別結果に基づいて、生体組織以外の観察対象の色に対して、通常光による観察モード時の色に類似するように色補正を行う色補正手段を構成する。
- [0048] 図5は、色判別回路47と色補正回路48において、画素毎に行われる色判別と色補正の処理を示すフローチャートである。ここでは、色補正処理は、例えば、国際公開第W0 2010/044432号に開示の方法を用いた例で説明する



。

色判別回路47において、第3マトリクス回路46から入力される各画素の信号Rin、Gin、Binに基づいて、テーブルTBLを参照して、当該画素がその色相領域に属するか否かが、判別される(S1)。

[0049] 色補正回路48において、色判別回路47の判別結果から、当該画素が色補正をすべき補正対象の色相領域の画素であるか否かが、判定され(S2)、当該画素が補正対象の色相領域の画素であるときは(S2:YES)、色補正回路48は、所定の色補正を行う(S3)。当該画素が補正対象の色相領域の画素でないときは(S2:NO)、色補正回路48は、所定の色補正を行わない。

ここでは、色補正を行う色相領域は、10個の色相領域中、色相領域2A、1B、4A、4B及び5Aである。

[0050] 色補正回路48は、次の(式6)から、画素の色補正を行い、当該画素の補正された信号Rout、Gout、Boutを出力する。

[数6]

$$\left. \begin{aligned} R_{out} &= R_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times R_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times R_{-a2}) \\ G_{out} &= G_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times G_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times G_{-a2}) \\ B_{out} &= B_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times B_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times B_{-a2}) \end{aligned} \right\} \dots(式6)$$

[0051] ここで、補正係数  $p_{sat}$ 、 $p_{hue}$ 、 $c_{sat}$ 、 $c_{hue}$  は、次の(式7)から算出され、補正係数  $R_{-a1}$ 、 $G_{-a1}$ 、 $B_{-a1}$ 、 $R_{-a2}$ 、 $G_{-a2}$ 、 $B_{-a2}$  は、固定値である。

[数7]

$$\left. \begin{aligned} p_{sat} &= K_{sat1} \times d_p \\ p_{hue} &= K_{hue1} \times d_p \\ c_{sat} &= K_{sat2} \times d_c \\ c_{hue} &= K_{hue2} \times d_c \end{aligned} \right\} \dots(式7)$$

[0052] (式7)において、係数  $d_p$ 、 $d_c$  は、当該画素の画素値に基づいて算出さ

れる変数であり、係数 $K_{sat1}$ 、 $K_{hue1}$ 、 $K_{sat2}$ 、 $K_{hue2}$ は、当該画素の色信号が位置する色相領域にかかる補正係数であり、固定値である。

[0053] 補正係数 $K_{sat1}$ 、 $K_{hue1}$ 、 $K_{sat2}$ 、 $K_{hue2}$ は、色空間上での移動量あるいは変換量を決定する係数である。すなわち、補正係数 $K_{sat1}$ 、 $K_{hue1}$ 、 $K_{sat2}$ 、 $K_{hue2}$ は、色補正を行う色相領域2A、1B、4A、4B及び5Aの画素を、それぞれ色空間上で移動、回転させる量を決定する。

[0054] 4個の補正係数 $K_{sat1}$ 、 $K_{hue1}$ 、 $K_{sat2}$ 、 $K_{hue2}$ は、色相領域1B、2A用、色相領域4B、5A用、及び色相領域4A、3用の3つがあり、当該画素の色信号が位置する色相領域に応じて、選択される。図5に示す処理は、各画素について行なわれる。

以上のようにして、判別回路47及び色補正回路48により、色相領域1B、2Aに属する、残渣などの白色光観察下では、黄色い色で見える対象物は黄色方向に色空間上で色相が回転される（すなわち色補正が行われる）ので、黄色、あるいは橙色で、モニタ5に表示される。また、色相領域4B、5A、5Bに属する、インジゴカルミン、メチレンブルーなどの白色光観察下では、青色で見える染色剤などは、青色方向に色空間上で色相を回転される（すなわち色補正が行われる）ので、青色で、モニタ5に表示される。

[0055] よって、術者は、狭帯域光観察モード下で、生体組織以外の対象物を白色光モードで表示される画像の色と類似の色調で見ることができる。特に、残渣などが真っ赤な色で見えず、青い色素が緑色から青緑色で見えないので、術者は、そのような生体組織以外の対象物を、瞬間的に誤認したり、あるいは、狭帯域光観察モードによる画像に違和感を覚えるようなことがなくなる。ひいては、術者は、例えば、内視鏡を用いた検査などをスムーズに行うことができる。

[0056] なお、上述した例では、補正係数 $K_{sat1}$ 、 $K_{hue1}$ 、 $K_{sat2}$ 、 $K_{hue2}$ は、固定値であるが、変数としてもよい。

例えば、第1マトリクス回路42の出力する信号R1、G1、B1に基づいて、補正係数 $K_{sat1}$ 、 $K_{hue1}$ 、 $K_{sat2}$ 、 $K_{hue2}$ を変更するようにしてもよい。具体

的には、第1マトリクス回路42の出力する信号R1、G1、B1から、次の(式8)により $\alpha 1$ を算出する。

[数8]

$$\alpha 1 = \frac{|G1 - B1|}{G1} \quad \dots(\text{式}8)$$

[0057]  $\alpha 1$ は、信号G1とB1の差(あるいは信号R1とB1の差)に比例した値である。よって、この $\alpha 1$ に比例して、補正係数 $K_{sat1}$ 、 $K_{hue1}$ 、 $K_{sat2}$ 、 $K_{hue2}$ が変更される。その結果、信号G1とB1の差が大きいときは彩度が高いので、色空間上での移動量を、より大きく補正するように、補正係数 $K_{sat1}$ 、 $K_{hue1}$ 、 $K_{sat2}$ 、 $K_{hue2}$ は変更される。すなわち、色補正回路48は、生体組織以外の観察対象の色に対して、CCD16からの特殊光の画像信号の輝度レベルに応じて、色補正処理における補正パラメータを動的に変更する。

[0058] 従って、画素の色において、緑あるいは青緑の彩度が高い場合は、その画素の色は、より青くなるように補正され、赤の彩度が高い場合は、その画素の色は、より黄色くなるように補正される。

[0059] (変形例1)

上述した例では、光源装置3が、白色光観察モード時には、白色光を出射し、狭帯域光観察モードの時には、所定の狭帯域光を出射して、それらの戻り光が撮像素子で受光される構成であるが、変形例として、照明手段としての光源装置は、白色光である通常光のみを出射するようにして、狭帯域光観察モード時には、公知のいわゆる分光推定処理により、特殊光である狭帯域光の戻り光に相当する画像信号を生成するようにしてもよい。分光推定処理に関しては、例えば、特開2003-93336号公報に、可視光領域の照明光による画像信号を信号処理し離散的な分光画像を生成し、生体組織の画像情報を得る電子内視鏡装置が開示されている。

[0060] この変形例1の場合、図1の光源装置3は、狭帯域用フィルタ25及びフィルタ挿脱機構24はなくてよく、さらに、点線で示す範囲の回路部SPが分

光推定処理を行う処理部となる。回路部SPは、CPUあるいはDSP等により構成される。回路部SPでは、補色系から原色系への変換処理を行った後に、分光推定処理が行われる。回路部SP以外の構成及び処理内容は、上述した例の構成及び処理と同様である。

よって、このような分光推定処理を用いて、離散的な狭帯域光の戻り光の信号を生成するようにしてもよい。

[0061] (変形例2)

上述した例では、RGB表色系に基づいて、色判別回路が色判別を行っているが、CIE L \* a \* b \* (エルスター・エスター・ビスター) 表色系、LUT表色系、などの他の表色系に基づいて、色判別を行うようにしてもよい。

例えば、UCS (Uniform Color Space) の一つである、CIE L \* a \* b \* 表色系における色相角  $\theta$  を用いて、色判別を行うこともできる。その場合、図4に示したようなテーブルTBLと類似するテーブルにおいて、色相角の範囲に基づいて複数の色相領域を規定し、各画素が、規定された複数の色相領域内の所定の領域に属するか否かを判別して、上述したような色の補正が行われる。例えば、色補正処理は、L \* a \* b \* 表色系の色相角が、 $-45$ 度 $\sim 45$ 度の範囲に属する画素についてのみ行う等である。

[0062] さらに、色相角  $\theta$  と彩度 (原点からの距離OC) とに基づいて、色判別を行うようにしてもよい。その場合、図4に示したようなテーブルTBLと類似するテーブルにおいて、色相角の範囲と彩度の値とに基づいて複数の色相領域を規定し、各画素が、規定された複数の色相領域内の所定の領域に属するか否かを判別して、上述したような色の補正が行われる。

[0063] また、上述した例では、色補正回路48は、上述した(式6)及び(式7)で示したように、10軸色補正により行っているが、L \* a \* b \* 表色系を用いた場合、上述したように判別された、生体組織以外の対象物とされた、第3マトリクス回路46の出力する信号Rin、Gin、Binに対して、次の(式9)を用いたマトリクス演算により、色補正を行うようにしてもよい。(式9)のマトリクスMat4は、例えば(式10)のような $3 \times 3$ の行列で表され

る。

[数9]

$$\begin{pmatrix} \text{Rout} \\ \text{Gout} \\ \text{Bout} \end{pmatrix} = \text{Mat4} \cdot \begin{pmatrix} \text{Rin} \\ \text{Gin} \\ \text{Bin} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式9})$$

[数10]

$$\text{Mat4} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ m21 & m22 & 0 \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式10})$$

[0064] ここでは、マトリクスMat4の要素m21とm22は、信号Routと信号Goutが略等しくなるように、すなわちRout≒Goutとなるように、予め設定される。以上のように、色補正回路48は、生体組織以外の観察対象の色に対して、補正係数のマトリクスを用いたマトリクス演算により、色補正処理を行う。

なお、色相角θと彩度とに基づいて色相判別を行う場合には、(式10)における要素m21とm22は、彩度に応じて予め用意した値に変更される。

[0065] (変形例3)

上述した例では、狭帯域光観察モード時に、例えば、血管像や粘膜の微細構造を、コントラスト良く観察できるように、第3マトリクス回路46において色変換を行い、その後、色判別回路47と色変換回路48による、所定の色相領域の画素についての色補正を行っているが、第3マトリクス回路46による色変換と、色判別回路47と色変換回路48による色補正の処理の順番を入れ替えてもよい。

すなわち、色判別回路47と色変換回路48による色補正の処理を行った後に、第3マトリクス回路46による色変換の処理を行うようにしてもよい。

。

[0066] 以上のように、上述した実施の形態及び各変形例によれば、特殊光観察画像モード下で、生体組織以外の対象物を白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示する医療機器を提供することができる。

[0067] (第2の実施形態)

上述した第1の実施形態では、2つの狭帯域光が用いられているが、本実施形態では、生体組織以外の対象物をより区別できるように表示するために、3つの狭帯域光が用いられる。特に、上述した第1の実施形態では、残渣だけでなく、ヘモグロビンを含む血液の流れる血管、特に毛細血管も、残渣と同じ色相で表示されてしまう場合があるが、本実施形態では、毛細血管と残渣とを異なる色相で再現させ、再現された色相に基づきマトリクス演算内容を変更することで色補正処理を行うため、毛細血管と残渣とを、異なる色相で表示することができる。

[0068] 本実施形態の内視鏡装置1Aの構成は、図1に示す内視鏡装置1の構成と同様であるが、一部の構成要素の処理あるいは動作が異なる。以下、図1を用いて、本実施形態の内視鏡装置について説明するが、第1の実施形態の内視鏡装置1と同様の構成要素についての説明は省略し、異なる処理及び動作について、主として説明する。

[0069] 図1の内視鏡装置1において、狭帯域用フィルタ25Aは、3つの狭帯域光を透過するフィルタである。図6は、第2の実施形態に係る狭帯域用フィルタ25Aの分光特性の一例と対象物の反射率を示す図である。この狭帯域用フィルタ25Aは、3峰性フィルタ特性を示し、例えば、緑、青、赤の各波長域において、それぞれ狭帯域透過フィルタ特性部R<sub>a</sub>、G<sub>a</sub>、B<sub>a</sub>を有する。

[0070] より具体的には、狭帯域透過フィルタ特性部R<sub>a</sub>、G<sub>a</sub>、B<sub>a</sub>は、それぞれ中心波長が630nm、540nm、415nmであり、その半値幅が20~40nmのバンドパス特性を有する。

[0071] 従って、狭帯域用フィルタ25Aが照明光路中に配置された場合には、この狭帯域透過フィルタ特性部R<sub>a</sub>、G<sub>a</sub>、B<sub>a</sub>を透過した3バンドの狭帯域照

明光がライトガイド11に入射される。

生体組織からの反射光は、CCD16において受光され、CCD16において光電変換された画像信号は、CDS回路33に入力される。

そして、第1マトリクス40は、中心波長が630nmの狭帯域光の照射にも基づく画像信号を信号R1として出力し、中心波長が540nmの狭帯域光の照射にも基づく画像信号を信号G1として出力し、中心波長が415nmの狭帯域光の照射にも基づく画像信号を信号B1として出力する。

[0072] また、第3マトリクス回路46は、輝度信号Yhと色差信号R-Y, B-Yから3原色信号Rin, Gin, Binを生成して出力するが、信号Rinは、中心波長が630nmの狭帯域光の照射にも基づく画像信号に対応し、信号Ginは、中心波長が540nmの狭帯域光の照射にも基づく画像信号に対応し、信号Binは、中心波長が415nmの狭帯域光の照射にも基づく画像信号に対応する。よって、本実施形態では、第3マトリクス48は、輝度信号Yhと色差信号R-Y, B-YからRGB信号への単なる変換処理を行う。

[0073] 色判別回路47は、上述した第1の実施形態と同じであり、図3に示したテーブルTBLを参照して、各画素の色相領域を判別する。

ここで、図6を用い、残渣とヘモグロビンの反射率の違いを概念として、残渣とヘモグロビンの反射率を説明する。図6において、残渣の反射率は、曲線T1で示され、ヘモグロビンHbの反射率は、曲線T2で示される。図6に示すように、中心波長が540nmの狭帯域光の波長帯域において、ヘモグロビンHbの反射率は、残渣の反射率より低い。中心波長が630nmの狭帯域光の波長帯域においては、ヘモグロビンHbと残渣の反射率は略同じである。本実施形態は、その反射率の特性を利用して、ヘモグロビンHbと残渣の識別精度を向上させるようにしている。すなわち、残渣が撮像された場合、色判別回路47に入力される信号Rin, Gin, Binの強度は図8の上段のような関係になるため、黄色系の色相で再現され、一方のヘモグロビンHbを含む毛細血管が撮像された場合には図8の下段のような関係になり赤～橙系の色相で再現されるため、残渣と毛細血管の再現色相が異なり、色相による判別が比較

的容易になる。

[0074] 色補正回路48は、色判別回路47で判別された色相領域毎に異なる色補正処理を行う。図7は、本実施形態に係る、色判別回路47により判別される色空間とその色補正処理を説明するための図である。

[0075] 本実施形態では、色相領域2B、3に属する画素と、色相領域5B、5A、4Bに属する画素と、色相領域2B、3、5A、4B以外の色相領域に属する画素のそれぞれに、異なる補正処理を行う。

[0076] 色相領域2B、3に属する画素に対しては、次の(式11)を用いたマトリクス演算により、色補正が行われる。(式11)のマトリクスMat5は、例えば(式12)のような3×3の行列で表される。

[数11]

$$\begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = \text{Mat5} \cdot \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式11})$$

[数12]

$$\text{Mat5} = \begin{pmatrix} 0 & m_{12} & 0 \\ 0 & m_{22} & m_{23} \\ 0 & 0 & m_{33} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式12})$$

[0077] ここで、信号RoutとBoutが略等しくなるように、要素m22とm23は設定され、要素は、 $m_{22} = \alpha \cdot m_{12}$ 、 $m_{23} = (1 - \alpha) \cdot m_{23}'$  の関係を有し、ここで、 $\alpha$ は、 $0 \leq \alpha \leq 1$  である。

[0078] (式11)に示すように、マトリクスMat5は、0(ゼロ)でない要素m22を含むので、信号RoutとGoutは、残渣とヘモグロビンHbの反射率の差に応じた出力となる。



中心波長540nmの狭帯域光の波長帯域における残渣の反射率は、ヘモグロビンHbの反射率よりも大きいので、モニタ5に表示される残渣は、信号RoutとGoutによって、より黄色く表示される。

[0079] 図8は、本実施形態に係わる、色判別回路47へ入力される信号Rin, Gin, Binにおいて、残渣とヘモグロビンHbそれぞれに対する強度の違いを説明するための図である。図8において、上段は、残渣のB, G, Rにおける信号強度を説明するためのグラフを含む図であり、下段は、ヘモグロビンHbのB, G, Rにおける信号強度を説明するためのグラフを含む図である。

[0080] また、色相領域5B、5A、4Bに属する画素に対しては、次の(式12)を用いたマトリクス演算により、色補正が行われる。(式13)のマトリクスMat6は、例えば(式14)のような3×3の行列で表される。

[数13]

$$\begin{pmatrix} \text{Rout} \\ \text{Gout} \\ \text{Bout} \end{pmatrix} = \text{Mat6} \cdot \begin{pmatrix} \text{Rin} \\ \text{Gin} \\ \text{Bin} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式13})$$

[数14]

$$\text{Mat6} = \begin{pmatrix} 0 & m12 & 0 \\ 0 & 0 & m23' \\ 0 & m32 & m33' \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式14})$$

[0081] ここでは、3つの狭帯域光の場合、青色色素は、色相領域5B、5A、4Bの画素として再現されるので、この2つの色相領域の画素に対して、(式14)のマトリクスMat6を用いることにより、青色色素は、青緑色から青に色補正されて表示される。

[0082] また、色相領域2B、3、5B、5A、4B以外の色相領域に属する画素に対

しては、次の（式15）を用いたマトリクス演算により、色補正を行う。（式15）のマトリクスMat7は、例えば（式16）のような3×3の行列で表される。

[数15]

$$\begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = \text{Mat7} \cdot \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式15})$$

[数16]

$$\text{Mat7} = \begin{pmatrix} 0 & m_{12} & 0 \\ 0 & 0 & m_{23}' \\ 0 & 0 & m_{33} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式16})$$

[0083] 以上のように、本実施形態によれば、生体組織以外の対象物を色調による判別が容易となるように3つの狭帯域光を用いる為、毛細血管と残渣を、異なる色相で表示することができる。

[0084] （変形例2-1）

上述した実施の形態では、第3の狭帯域光として、中心波長が630nmの狭帯域光を用いているが、本変形例では、中心波長が500nmの狭帯域光を用い、毛細血管と残渣の識別精度を向上させることができる。

[0085] 図9は、本第2の実施形態の変形例2-1に係る狭帯域用フィルタ25Aの分光特性の一例と対象物の反射率を示す図である。図9に示すように、中心波長が500nmの狭帯域光の波長帯域において、ヘモグロビンHbの反射率は、残渣の反射率より高く、中心波長が540nmの狭帯域光の波長帯域においては、ヘモグロビンHbの反射率は、残渣の反射率よりも低い。本実施形態は、その反射率の特性を利用して、毛細血管と残渣の色調に基づく判別精

度を高めている。すなわち、残渣が撮像された場合、色判別回路47に入力される信号Rin, Gin, Binの強度は図10の上段のような関係になるため、赤～橙系の色相で再現され、一方ヘモグロビンHbを含む毛細血管が撮像された場合には図10の下段のような関係になり緑～黄色系の色相で再現されるため、残渣と毛細血管の再現色相が異なり、色相による判別が容易になる。図10は、本実施形態の変形例2-1に係る、色判別回路47へ入力される信号Rin, Gin, Binにおいて、残渣とヘモグロビンHbそれぞれに対する強度の違いを概念的に説明するための図である。

色補正回路48は、色判別回路47で判別された色相領域毎に異なる色補正処理を行う。

[0086] 色相領域2A、2Bに属する画素に対しては、上述した(式11)を用いたマトリクス演算により、色補正を行うが、その(式11)のマトリクスMat5は、例えば(式17)のような3×3の行列を用いる。

[数17]

$$\text{Mat5} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ m21 & 0 & m23'' \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式17})$$

[0087] 図10は、色判別回路47へ入力される信号Rin, Gin, Binにおける、残渣とヘモグロビンHbの強度の違いを説明するための図である。図10において、上段は、残渣のB, G, Rにおける信号強度を説明するためのグラフを含む図であり、下段は、ヘモグロビンHbのB, G, Rにおける信号強度を説明するためのグラフを含む図である。すなわち、ヘモグロビンHbを含む血管は赤～橙系の色相で、一方の残渣は緑～黄色系の色相で再現され、色相を大きく変えることができるため、色相による識別を向上させることができる。

[0088] また、色相領域5A、4Bに属する画素に対しては、上記の(式13)を用いたマトリクス演算により、色補正を行うが、その(式13)のマトリクスM

at6は、例えば（式18）のような3×3を用いる。

[数18]

$$\text{Mat6} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m23''' \\ m31 & 0 & m33''' \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式18})$$

[0089] また、色相領域2B、3、5A、4B以外の色相領域に属する画素に対しては、上記の（式15）を用いたマトリクス演算により、色補正を行うが、その（式15）のマトリクスMat7は、例えば（式19）のような3×3の行列を用いる。

[数19]

$$\text{Mat7} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m23''' \\ 0 & 0 & m33''' \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式19})$$

[0090] 以上のように、本実施形態及び変形例によれば、生体組織以外の対象物を色調による判別精度を向上するように3つの狭帯域光を用いる為、毛細血管と残渣を、より異なる色相で表示することができる。

[0091] なお、第2の実施形態及び変形例2-1においても、第1の実施形態で説明した変形例1、2、3を適用することは可能である。

[0092] （第3の実施形態）

上述した2つの実施形態の医療機器は、挿入部を有する内視鏡を含む内視鏡装置であるが、本実施形態の医療機器は、飲み込み型のカプセル内視鏡を利用した内視鏡システムである。本実施形態では、カプセル型内視鏡により取得された画像に対しても、上述したような狭帯域光観察モードにおいて、生体組織以外の対象物を白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色

調で表示することができる。

- [0093] 図11は、本実施形態に係るカプセル型内視鏡システムの構成を示す構成図である。カプセル型内視鏡システム61は、カプセル型内視鏡62と、端末装置としてのワークステーション63と、カプセル型内視鏡62からの画像信号を受信する受信部64と、ワークステーション63に接続された、キーボード、マウス等を含む入力部65と、ワークステーション63で処理された画像を表示するモニタ66とを含んで構成される。
- [0094] カプセル型内視鏡62は、照明部71と、撮像部72と、制御部73と、送信部74とを含む。照明部71は、制御部73の制御の下、図示しない照明レンズを介して白色光の照明光を出射して、観察対象を照明する。撮像部72は、CCD等の撮像素子と対物レンズを含み、制御部73の制御の下、照明光の戻り光を撮像して、撮像信号を制御部73へ出力する。
- [0095] 制御部73が、画像信号を送信部74へ出力し、アンテナを有する送信部74は、画像信号を、無線で送信する。カプセル型内視鏡62からの画像信号は、アンテナを有する受信部64で受信される。
- [0096] 内視鏡画像を処理する内視鏡用プロセッサであるワークステーション63は、中央処理装置であるCPU81と、受信部64とのインターフェース部(I/F)82と、メモリ83と、入力部65とのインターフェース部(I/F)84と、モニタ66とのインターフェース部(I/F)85とを含む。
- [0097] カプセル型内視鏡62は、CCD等の撮像素子の出力する撮像信号から、図1に示すA/D変換回路34の出力と同じであるデジタルの画像信号を送信部74から無線で送信する。受信部64は、受信した画像信号をワークステーション63へ供給し、ワークステーション63のCPU81は、インターフェース部82を介して画像信号を受信する。ワークステーション63は、受信した画像信号をメモリ83に記憶する。
- [0098] CPU81は、画像処理部81aを含み、画像処理部81aは、受信した撮像信号から各画素について、第1の実施の形態の変形例1で説明した分光推定処理部と、色判別回路47の色判別処理と、色補正回路48の色補正処理を

実行する。すなわち、画像処理部 8 1 a は、分光推定処理部と、色判別回路 4 7 と、色補正回路 4 8 とを有する。

[0099] CPU 8 1 は、特殊光観察モード下では、色補正回路 4 8 で補正された信号 Rout、Gout、Bout を出力するので、上述したように、モニタ 6 6 には、生体組織以外の対象物は、白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示される。

従って、カプセル型内視鏡システム 6 1 においても、生体組織以外の対象物を白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示することができる。

[0100] なお、上述した例では、画像処理部 8 1 a は、ワークステーション 6 3 に含まれているが、画像処理部 8 1 a を、図 1 1 において点線で示すように、カプセル型内視鏡 6 2 の制御部 7 3 に設けるようにしてもよい。

その場合、カプセル型内視鏡 6 2 は、CCD 等の撮像素子の出力する撮像信号から、上述した色補正回路 4 8 で補正された画像信号を送信部 7 4 から無線で送信する。受信部 6 4 は、受信した撮像信号をワークステーション 6 3 へ供給し、ワークステーション 6 3 の CPU 8 1 は、インターフェース部 8 2 を介して画像信号を受信する。ワークステーション 6 3 は、受信した画像信号をメモリ 8 3 に記憶する。

[0101] ワークステーション 6 3 は、図 1 の色補正回路 4 8 の出力信号 Rout、Gout、Bout を受信するので、特殊光観察モード下で、モニタ 6 6 には、生体組織以外の対象物は、白色光観察モードで表示される画像の色と類似の色調で表示される。

[0102] さらになお、上述した例では、カプセル型内視鏡 6 2 の照明部 7 1 は、白色光を出射し、制御部 7 3 で分光推定により、狭帯域光の照射によって撮像される画像に相当する信号を生成しているが、照明部 7 1 が、上述したような、2 つあるいは 3 つの狭帯域光を出射するようにしてもよい。

[0103] 以上のように、上述した 3 つの実施形態及び各変形例に係る医療機器によれば、特殊光観察モードにおいて、生体組織以外の対象物を白色光観察モー

ドで表示される画像の色と類似の色調で表示することができる。

なお、以上の例では、特殊光観察として、狭帯域光の戻り光により観察を説明したが、特殊光は、励起光に対する蛍光等でもよい。

[0104] 本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

[0105] 本出願は、2011年9月22日に日本国に出願された特願2011-207719号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

## 請求の範囲

- [請求項1] 照明手段により生体組織に照射された光の戻り光を撮像する撮像手段の出力から通常光の画像信号と特殊光の画像信号を生成する画像信号生成手段と、
- 前記特殊光の画像信号に対して画素毎に色を識別し、前記生体組織以外の観察対象であるかを判別する色判別手段と、
- 前記特殊光による観察モード時に、前記色判別手段の判別結果に基づいて、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、前記通常光による観察モード時の色に類似するように色補正を行う色補正手段と、
- を備えることを特徴とする医療機器。
- [請求項2] 前記色判別手段は、前記特殊光の画像信号の輝度レベルに応じて画素毎に色相を判別することを特徴とする請求項1に記載の医療機器。
- [請求項3] 前記特殊光の画像信号の輝度レベルは、RGB信号の輝度レベルであることを特徴とする請求項2に記載の医療機器。
- [請求項4] 前記色判別手段が前記生体組織以外の観察対象を赤の色調と判別した場合、前記色補正手段は、黄色い色調への前記色補正をすることを特徴とする請求項1に記載の医療機器。
- [請求項5] 前記色判別手段が前記生体組織以外の観察対象を緑の色調あるいは青緑の色調と判別した場合、前記色補正手段は、青の色調への前記色補正することを特徴とする請求項1に記載の医療機器。
- [請求項6] 前記照明手段は、前記通常光と、前記特殊光を切り替え可能に照射し、
- 前記画像信号生成手段は、前記照明手段により前記生体組織に照射された前記特殊光の画像信号を生成することを特徴とする請求項1に記載の医療機器。
- [請求項7] 前記特殊光は、少なくとも2つの狭帯域光であることを特徴とする請求項6に記載の医療機器。
- [請求項8] 前記照明手段は、前記通常光を照射し、



前記画像信号生成手段は、前記通常光の前記戻り光から、分光推定処理により前記特殊光の画像信号を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

[請求項9] 前記色補正手段は、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、前記撮像手段からの前記特殊光の画像信号の輝度レベルに応じて、前記色補正における補正パラメータを変更することを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

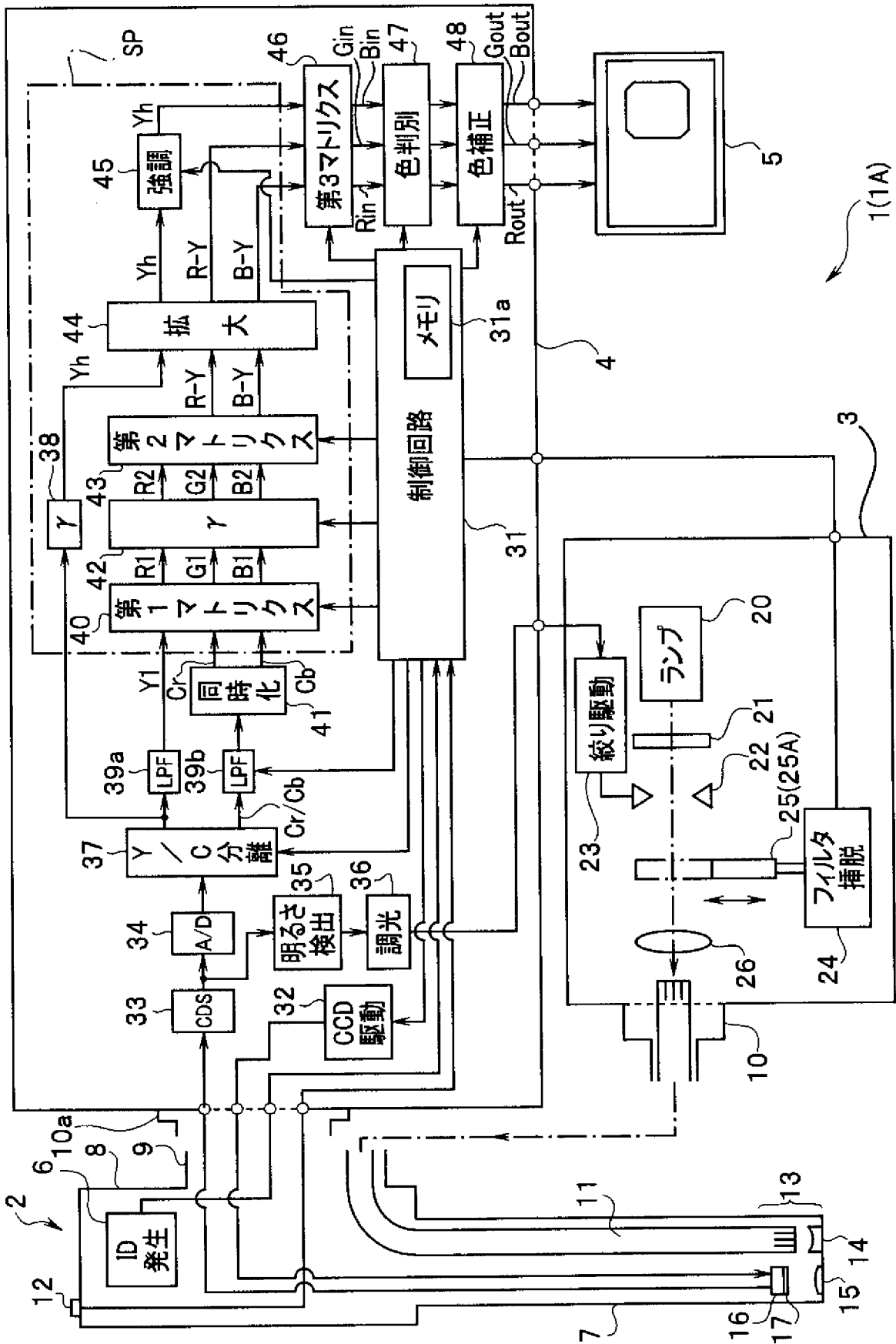
[請求項10] 前記色補正手段は、前記生体組織以外の観察対象の色に対して、補正係数のマトリクスを用いたマトリクス演算により、前記色補正処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

[請求項11] 前記色補正手段は、色相を 10 の領域に分割し、当該 10 の色相領域に基づいて色補正処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

[請求項12] 前記医療機器は、内視鏡画像を処理する内視鏡用プロセッサであることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

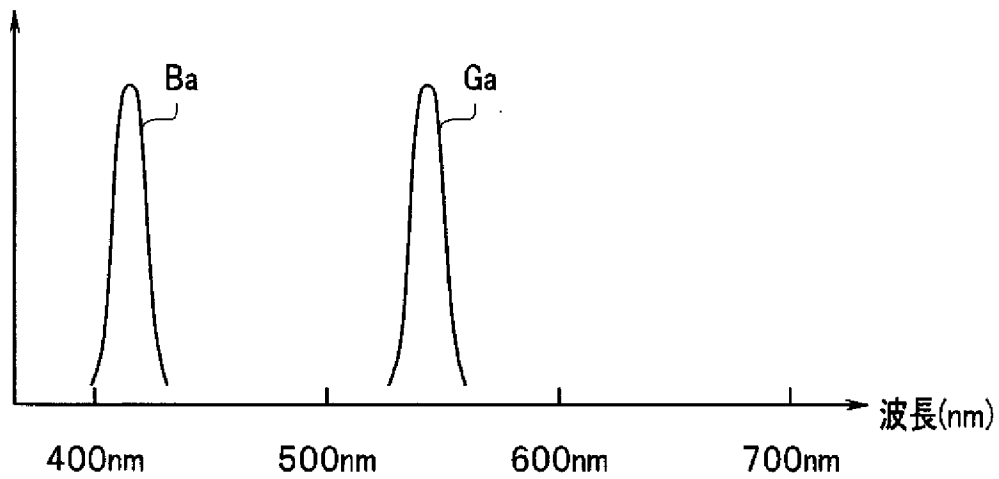
[請求項13] 前記医療機器は、カプセル型内視鏡であることを特徴とする請求項 1 に記載の医療機器。

[図1]



[図2]

透過率

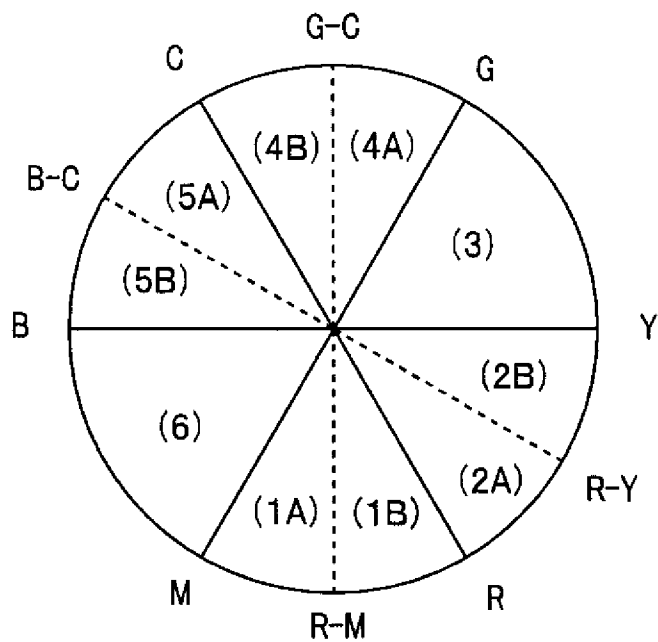


[図3]

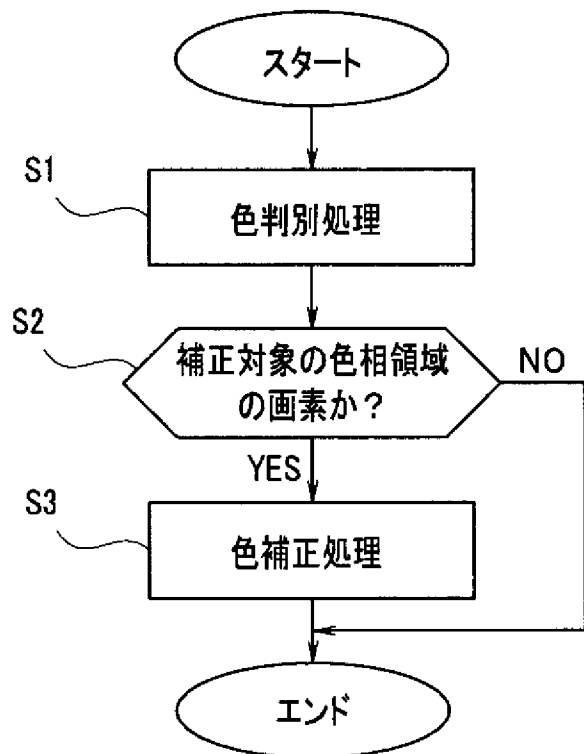
色相領域	RGB輝度レベルの関係
(1A)	$((2 * B - G) > R) \ \& \ (R \geq B \geq G)$
(1B)	$((2 * B - G) \leq R) \ \& \ (R \geq B \geq G)$
(2A)	$((2 * G - B) \leq R) \ \& \ (R \geq G \geq B)$
(2B)	$((2 * G - B) > R) \ \& \ (R \geq G \geq B)$
(3)	$G \geq R \geq B$
(4A)	$((2 * B - R) \leq G) \ \& \ (G \geq B \geq R)$
(4B)	$((2 * B - R) > G) \ \& \ (G \geq B \geq R)$
(5A)	$((2 * G - R) > B) \ \& \ (B \geq G \geq R)$
(5B)	$((2 * G - R) \leq B) \ \& \ (B \geq G \geq R)$
(6)	$B \geq R \geq G$

TBL

[図4]

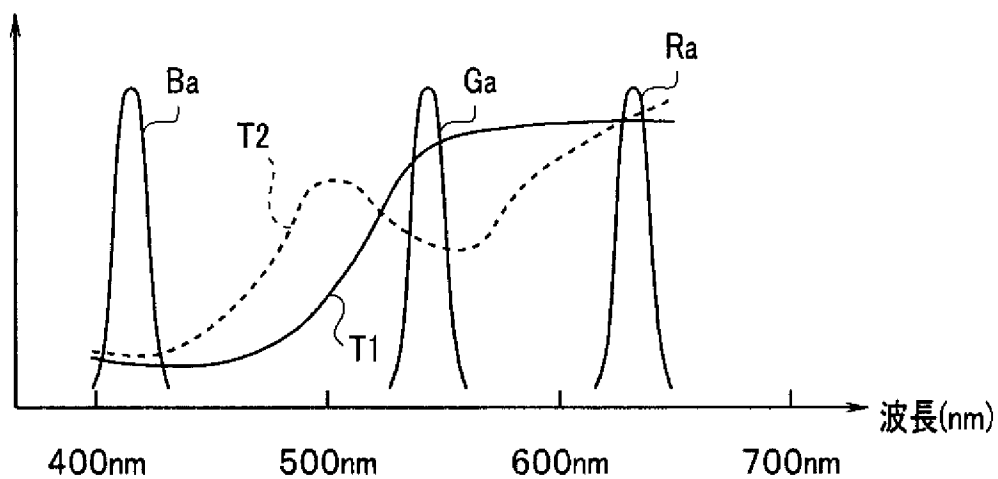


[図5]

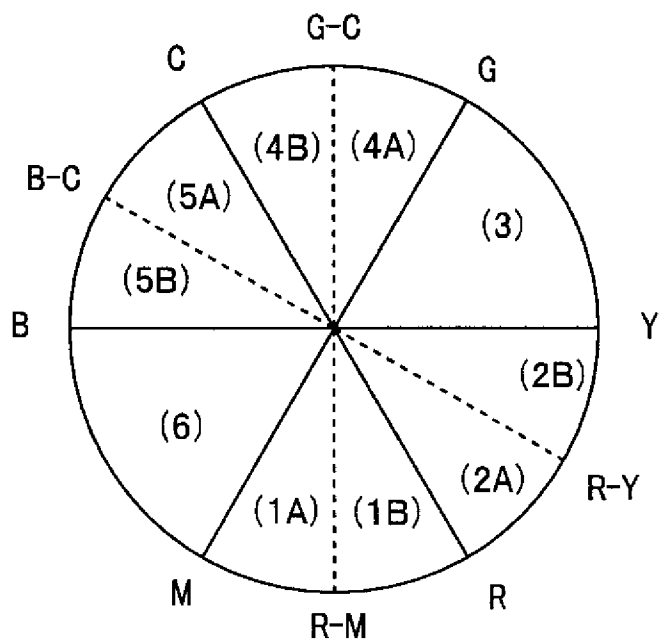


[図6]

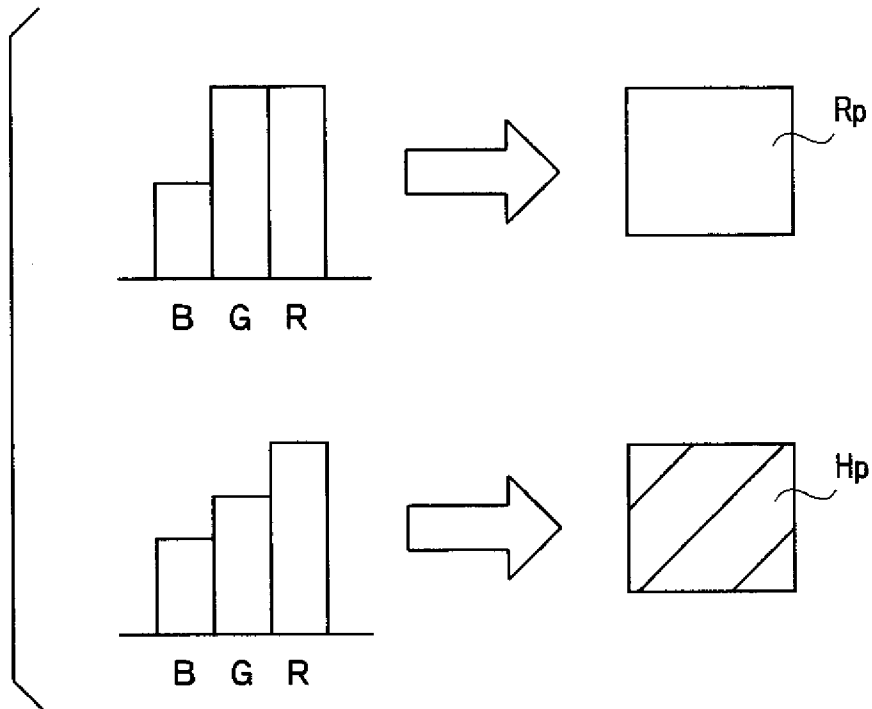
透過率/反射率



[図7]

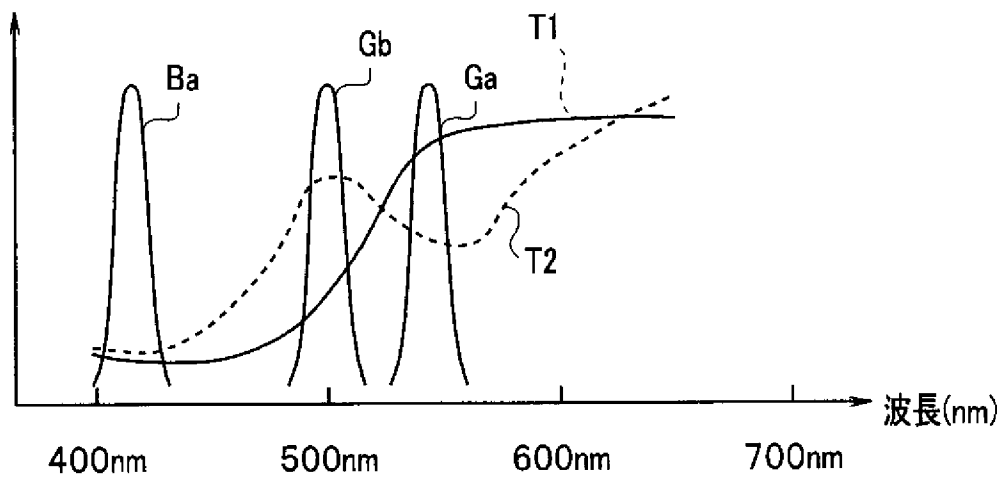


[図8]

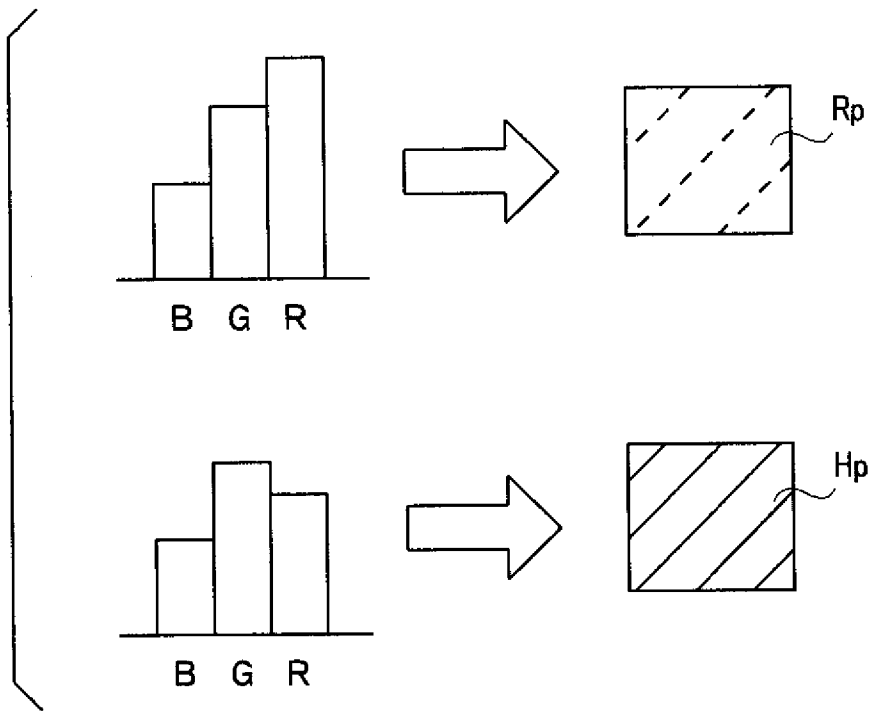


[図9]

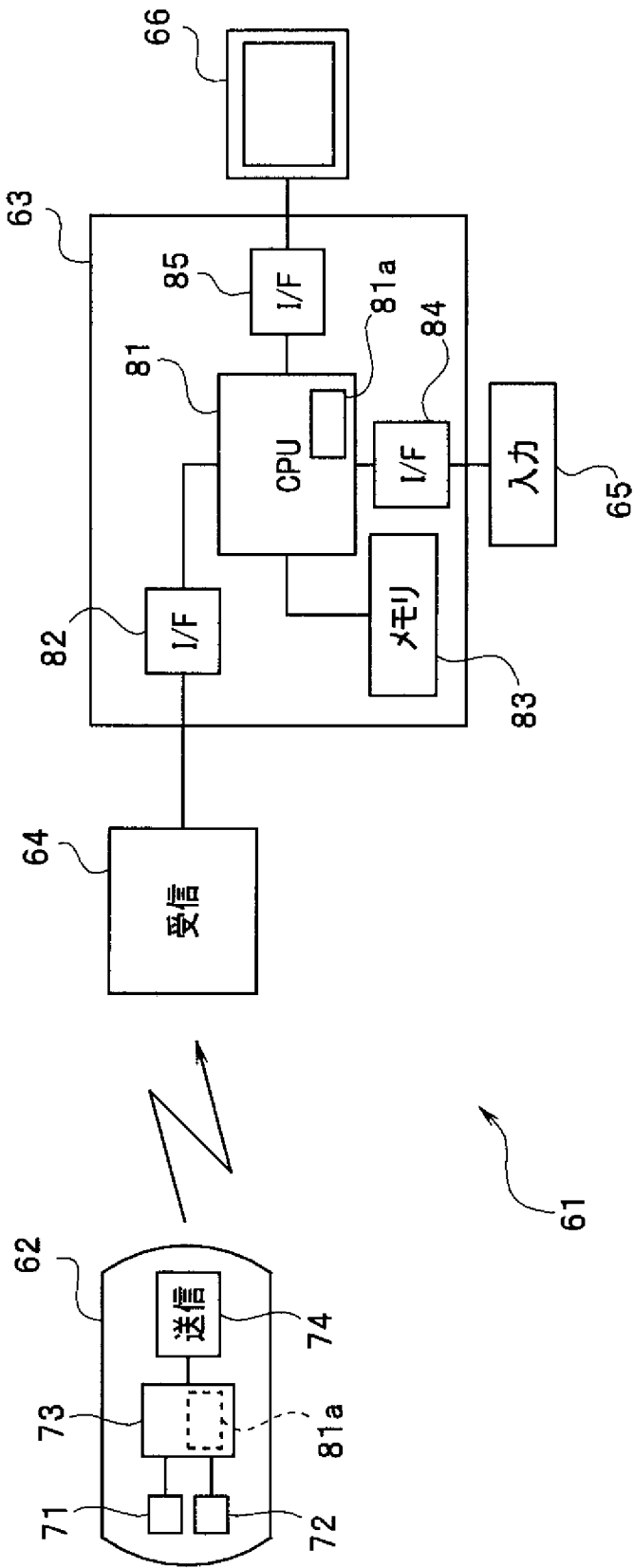
透過率/反射率



[図10]



[図11]





## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/060445

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01) i, A61B1/04(2006.01) i, H04N7/18(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/32, H04N7/18

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2010/044432 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 22 April 2010 (22.04.2010), paragraphs [0063] to [0094]; fig. 24 to 35 & JP 4732548 B & US 2010/0331624 A1 & EP 2335560 A1 & CN 102170817 A	1-13
Y	WO 2007/116663 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 October 2007 (18.10.2007), paragraphs [0005] to [0008], [0173] to [0175] & US 2009/0036741 A1 & EP 2005877 A2 & CN 101420899 A & BRA PI0710154 & KR 10-2008-0104191 A	1-13

 Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

29 June, 2012 (29.06.12)

Date of mailing of the international search report

10 July, 2012 (10.07.12)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/060445

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2006-341078 A (Olympus Medical Systems Corp.), 21 December 2006 (21.12.2006), abstract; paragraphs [0198] to [0202] & US 2009/0023991 A1 & EP 1880657 A1 & WO 2006/120798 A1 & CA 2607623 A & KR 10-2008-0002948 A	8
Y	JP 2006-122502 A (Olympus Corp.), 18 May 2006 (18.05.2006), paragraphs [0060] to [0065] & US 2007/0191677 A1 & EP 1806091 A1 & WO 2006/046637 A1 & CN 101043841 A	13
A	JP 2010-69063 A (Fujifilm Corp.), 02 April 2010 (02.04.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-13

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, H04N7/18(2006.01)i		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00 - 1/32, H04N7/18		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2010/044432 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.04.22, 【0063】～【0094】、図24～35 & JP 4732548 B & US 2010/0331624 A1 & EP 2335560 A1 & CN 102170817 A	1-13
Y	WO 2007/116663 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007.10.18, 【0005】～【0008】、【0173】～ 【0175】 & US 2009/0036741 A1 & EP 2005877 A2 & CN 101420899 A & BRA PI0710154 & KR 10-2008-0104191 A	1-13
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 29.06.2012	国際調査報告の発送日 10.07.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 渡▲辺▼ 純也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3606

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2006-341078 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2006. 12. 21, 【要約】、【0198】～【0202】 & US 2009/0023991 A1 & EP 1880657 A1 & WO 2006/120798 A1 & CA 2607623 A & KR 10-2008-0002948 A	8
Y	JP 2006-122502 A (オリンパス株式会社) 2006. 05. 18, 【0060】～【0065】 & US 2007/0191677 A1 & EP 1806091 A1 & WO 2006/046637 A1 & CN 101043841 A	13
A	JP 2010-69063 A (富士フイルム株式会社) 2010. 04. 02, 全文全図 (ファミリーなし)	1-13